

**Vergleichende Untersuchungen zur Herzminuten-
volumenbestimmung mit physikalischen Methoden
und mit Farbstoffverdünnungsmethoden**

von

Andreas Weigl

aus

Sünching

1969

~~1970~~ 112 30



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546218_0101

Aus der Medizinischen Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. C. Korth

Vergleichende Untersuchungen zur Herzminuten- volumenbestimmung mit physikalischen Methoden und mit Farbstoffverdünnungsmethoden

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Andreas Weigl

aus

Sünching

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. H. Valentin

Referent: Prof. Dr. C. Korth

Tag der mündlichen Prüfung: 6. 11. 1969

Meinen lieben Eltern
in Dankbarkeit

Herrn Professor Dr. C. Korth danke ich für die
freundliche Übernahme des Referats.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. E. Lang
für die freundliche Überlassung des Themas sowie
für seine unermüdliche Bereitschaft, mich jederzeit
mit Rat und Tat zu unterstützen.

Vergleichende Untersuchungen zur Herzminuten-
volumenbestimmung mit physikalischen Methoden
und mit Farbstoffverdünnungsmethoden

Schon sehr früh hatte man versucht, Einblick in das Auswurfvolumen des Herzens zu gewinnen. Bereits 1870 hat Adolf FICK (11) mit der nach ihm benannten Methode der Herzminutenvolumenbestimmung einen Weg gewiesen, der für die meisten modernen Bestimmungsmethoden von grundlegender Bedeutung ist. Denn alle diese Methoden beruhen auf dem Prinzip der Verdünnung spezieller Indikatoren. Dabei spielt es keine Rolle, ob es sich hierbei um gasförmige, flüssige oder Kälteindikatoren handelt (FICK / BORNSTEIN und GROLLMAN / HAMILTON / LÜTHY // zitiert in 31 //).

Diese Methoden haben jedoch alle den Nachteil, daß es sich dabei um blutige Methoden handelt, Methoden also, die für die Klinik nur bedingt brauchbar sind.

So wurde schon sehr bald versucht, auf andere Weise Einblick in die Förderleistung des Herzens zu gewinnen. Wesentlich einfacher zu bestimmen ist das Herzminutenvolumen aus Druckamplitude und Pulsfrequenz nach ERLANGER und HOOKER (31).

Allerdings ist diese Methode selbst nach der Modifikation nach LILJESTRAND und ZANDER (23) - Druckamplitude $\times 100$ dividiert durch den arithmetischen Mitteldruck - nur beschränkt gültig.

Durch Messungen von Zusatzgrößen wie z. B. Elastizität, Windkesselvolumen und Grundswingungsdauer des arteriellen Systems läßt sich das Schlagvolumen genauer definieren. Am gebräuchlichsten sind die Methode nach BRÖMSER und RANKE und die nach WEZLER und BÖGER (5, 42, 45).

Während BRÖMSER und RANKE annehmen, daß die wirksame Windkessellänge umsomehr zunimmt, je länger die Systole dauert und sie daher aus Systolendauer $\times$ Pulswellengeschwindigkeit berechnen,

gehen WEZLER und BÖGER von einem "punktförmigen" Windkessel aus und berechnen die wirksame Größe aus der Eigenschwingung der Arterien (T femorale).

Andere Methoden der unblutigen Schlagvolumenbestimmung (z. B. Ballistokardiographie) haben in der Klinik kaum Eingang gefunden.

In der Literatur werden immer wieder die verschiedenen Meßmethoden insbesondere aber die physikalischen Methoden, bezüglich ihrer Meßgenauigkeit und daher ihrer Bedeutung diskutiert (24, 35). Es soll in dieser Arbeit geprüft werden, inwieweit Schlag- und Minutenvolumina aus verschiedenen Meßanordnungen übereinstimmen. Es wurden im Rahmen dieser Untersuchung insbesondere die kreislaufanalytischen Methoden nach BRÖMSER und RANKE, sowie nach WEZLER und BÖGER mit der Farbstoffverdünnungsmethode (Evans-Blue und Cardiogreen) verglichen.

Material und Methodik.

Es stand uns ein Kollektiv von 44 Patienten im Alter von 17 bis 71 Jahren mit einem Durchschnittsalter von 40,5 Jahren für die Untersuchungen zur Verfügung. Davon waren 17 Frauen. Mit einer Ausnahme waren sämtliche Patienten herzkrank, zumindest war bei einer nichtkardiogenen Grundkrankheit eine Herzbeteiligung gesichert. In diesem Kollektiv war kein Patient mit einem Shunt.

Als Kontrollgruppe stellten sich freundlicherweise 13 klinisch gesunde Studenten mit einem Durchschnittsalter von 25,2 Jahren zur Verfügung.

I. Zur Registrierung der für die sphymographischen Methoden notwendigen Kurven wurden an der Versuchsperson jeweils vier Elektroden an den Extremitäten zur Registrierung des Elektrokardiogramms (Ableitung II, in manchen Fällen Ableitung I oder III) je ein BOUCKE-BRECHT Pulsabnehmer an der arteria carotis und arteria femoralis zur Registrierung der Pulskurven, ein Herzschemmikrophon am Erb'schen Punkt mit den Frequenzfilterungen 70, 140 und 250 Hz. sowie eine Blutdruckmanschette am linken Oberarm (Abb. 1a) angebracht.

Zur Aufzeichnung benutzten wir ein 6-fach Registriergerät der Fa. Siemens, Typ Cardirex (Abb. 1b). Ein Vorbeobachtungsoszilloskop trug wesentlich zur Gewinnung einwandfrei auswertbarer Kurvenzüge bei. Bei jedem Versuch wurde ein genaues Synchronlaufen aller 6 Kanäle mit Eichzacken überprüft. Der Blutdruck wurde nach Riva Rocci unmittelbar nach der Registrierung - ohne Veränderung der Versuchsanordnung - gemessen. Aus der Kurve gewannen wir nach der Methode von BLUMBERGER (4) und HOLDACK (16) folgende Parameter (Abb. 2):

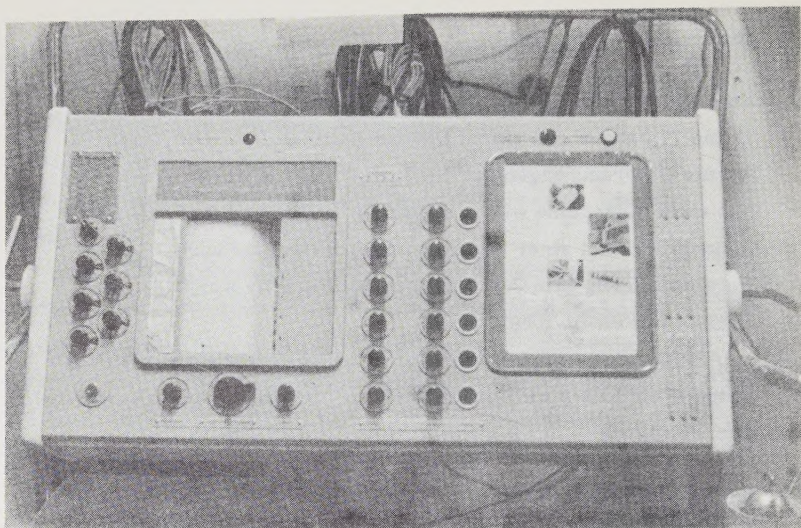
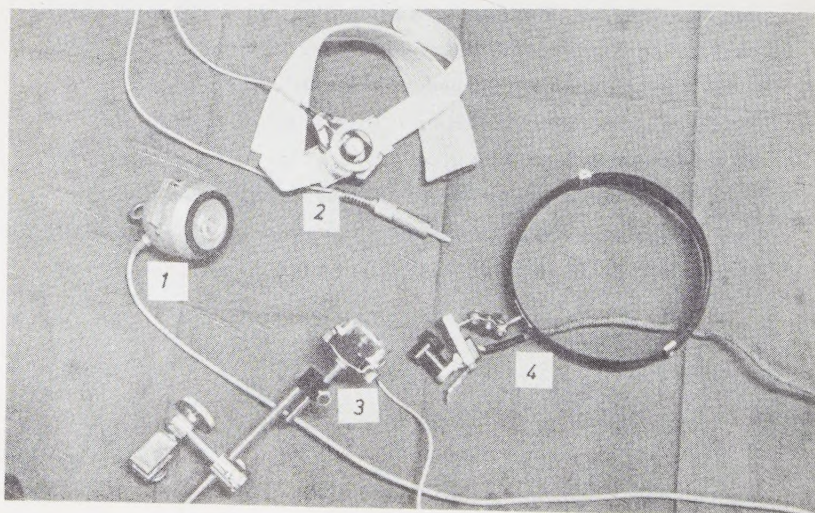


Abbildung 1b
Siemens Cardirex

- Abbildung 1a
- 1) Herzschrallmikrophon
 - 2) Carotispulsabnehmer
 - 3) Femoralispulsabnehmer
 - 4) Ohreinheit



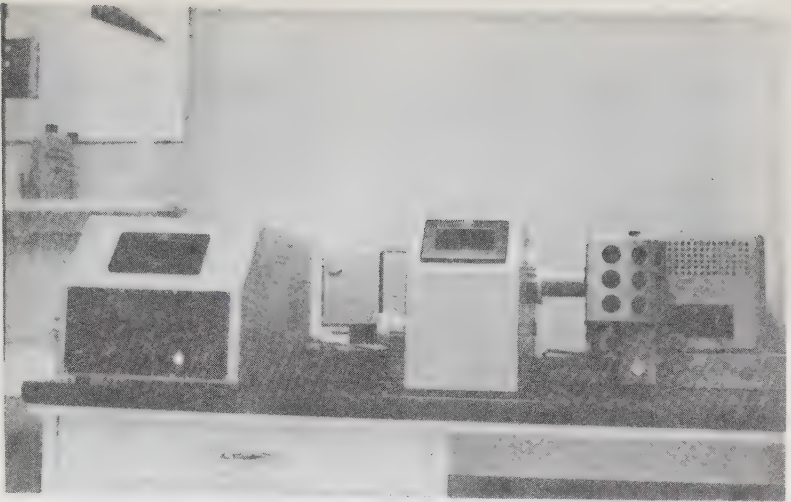


Abbildung 1d
Spectralphotometer, Carl Zeiss

Abbildung 1c
Oxymeter von Elema-Schönander

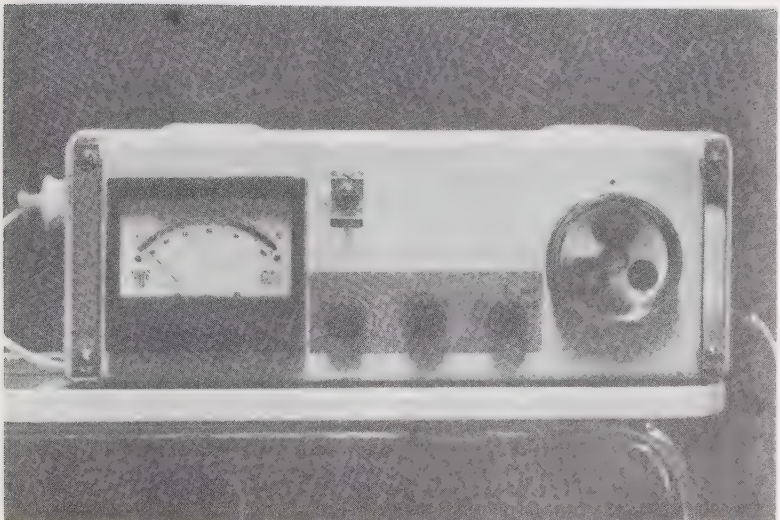




Abbildung 1f

Nyckelox-Generatoren, Oslo-Berger

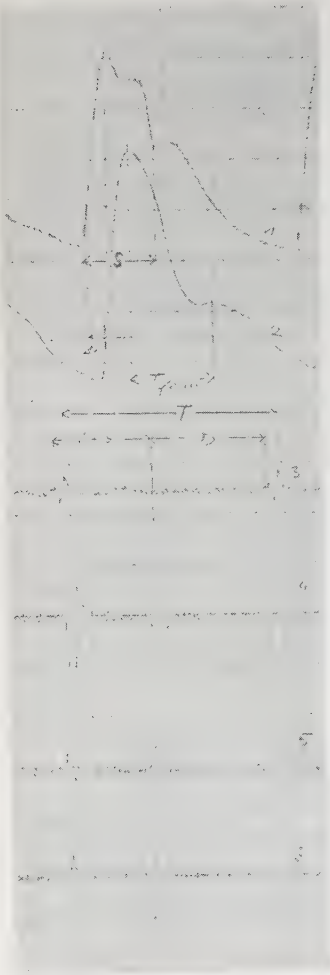


Abbildung 2

Originalregistrierung der
Carotispulskurve 1, der
Femoralispulskurve 2,
des Elektrokardiogramms 3,
des Herzschalls 4, 5, 6.

Eingezeichnet sind die zu
bestimmenden Größen
S Austreibungszeit,
t Pulslaufzeit, T_{fem} arterielle
Grundschwingungsdauer,
T Pulsperiodendauer, A + S
Systole, D Diastole.

Papiergeschwindigkeit 50 mm/sec.

1. Die Austreibungszeit S in msec:

Vom Steilanstieg der Carotispulskurve bis zur Inzisur.

2. Die Diastolendauer D in msec:

Vom Beginn des Hauptsegments des vorausgehenden
2. Herztones bis zum Beginn des Elektroventriculo-
gramms.

3. Die Systolendauer A + S in msec:

Vom Beginn des Elektroventriculogramms bis zum
Hauptsegment des 2. Herztones.

Durch Addition bzw. Subtraktion ergaben sich die An-
spannungszeit A bzw. D + A und die Pulsperiodendauer
T aus D + A + S.

4. Die Pulswellengeschwindigkeit C ermittelten wir nach
der Methode von O. FRANK (11a).

5. Der Aortenquerschnitt Q wurde nach FRUCHT (12) und
SUTER (39) aus einem Diagramm abgelesen, das nach
Alter, Körpergröße und Geschlecht aufgeschlüsselt ist.

6. Die Blutviskosität wurde mit 1,06 als durchschnittlicher
Wert angenommen.

Es wurde jeweils der Mittelwert aus mindestens 10 Puls-
schlägen gewonnen.

Durch Einsetzen der Parameter in die Formel

$\frac{Q \times 4 p \times S \times T}{2 g \times c \times (D+A)} \times 1,33$ ergibt sich das Schlagvolumen nach

BRÖMSER - RANKE. Der Faktor 1,33 wurde von O. FRANK

übernommen (42). Durch Einsetzen in die Formel $\frac{Q \times 4 p \times T_{fem}}{2 g \times c}$
läßt sich das Schlagvolumen nach WEZLER - BÖGER errechnen.

Durch Multiplikation mit der Frequenz erhalten wir das Herz-
minutenvolumen.

II. Da nach der ohroxymetrischen Farbstoffmethode im Gegensatz
zu der Methode nach HAMILTON die Farbstoffpassage am
hyperämisierten Ohr, welches nach KAUFMANN und RUTIS-
HAUSER (19) wie eine Arterie reagiert, sichtbar gemacht
wird, wurde am linken Ohr des Probanden außerdem eine
Meßeinheit, bestehend aus Lichtquelle und Photozelle angelegt
(Abb. 1a).

Die Messung erfolgte mit einem Oxymeter der Fa. Elema-Schönander, Stockholm (Abb. 1c), die Registrierung mit einem 6-fach Schreibgerät der Fa. Rikadenki, Tokio .

Als Farbstoff wurde Evans-Blau verwandt. Wir injizierten in allen Fällen 2 ml entsprechend 40 mg in die vena cubitalis am rechten Oberarm. Unmittelbar vor der Injektion entnahmen wir 10 ml Leerblut für die photometrische Konzentrationsbestimmung. Unmittelbar nach der Injektion wurde der Oberarm senkrecht hochgehoben um ein gleichmäßiges Abfließen des Farbstoffes von der Injektionsstelle zu erreichen.

Frühestens nach 5 Minuten entnahm man nochmals 10 ml Blut zur spectralphotometrischen Farbstoffkonzentrationsbestimmung (Wellenlänge war 625 m). Wir benutzten ein Photometer der Fa. Carl Zeiss (Abb. 1d).

Da die Farbstoffteilchen, die einen kurzen Organkreislauf z.B. Herz rasch passieren, mit der ersten "Welle" interferieren, erreicht die Kurve nicht wieder die Nulllinie, so ist es notwendig die Originalkurve auf semilogarithmisches Papier zu übertragen (Abb. 3). Dadurch ergibt der absteigende Schenkel eine Gerade. Die Fläche der Kurve läßt sich nun aus drei Summen berechnen (3, 18) :

1. Summe der Kurvenhöhen in jeder Sekunde gemessen bis zum logarithmischen Abfall der Farbstoffpassage.
2. Summe der Kurvenhöhen bis zum Ende der ersten Dekade.
3. Der 10. Teil der Summe aus 2.

Schließlich muß der Hämatokrit wegen der Plasmaeinschlüsse um den Faktor 0,96 erweitert werden (6). Bestimmt man noch den Abstand a - die Endkonzentration - von der Nulllinie, so erhält man durch Einsetzen in die Formel

$$\frac{60 \times I \times a \times 100}{\Sigma \text{ mm } \Delta t \times c_E \times (100 - \text{Hct}_{\text{kor}})} \quad \text{das Herzminuten- volumen.}$$

I = Farbstoffmenge in mg

a = Abstand von der Nulllinie in mm

mm t = Die Fläche der oben beschriebenen Kurve

c_E = Eichkonzentration in mg/l

Hct_{kor} = korrigierter Hämatokrit

II. b) Erstnals in Deutschland hatten wir Gelegenheit mit dem neuentwickelten Denox Oxymeter - Densitometer Typ 350 der Fa. Nycotron, Oslo-Bergen Erfahrungen zu sammeln. Leider stand uns das Gerät nur vier Tage zur Verfügung, so daß wir uns auf eine kleine Anzahl von Einzelmessungen beschränken mußten (Abb. 1 e).

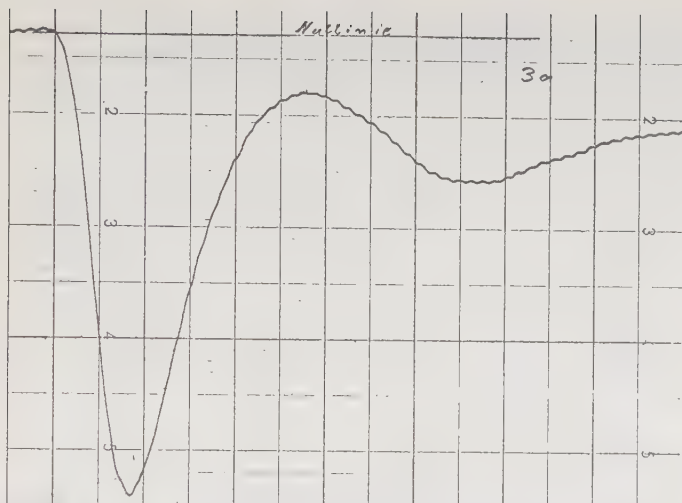
Das Oxymeter ist sehr einfach zu bedienen. Es arbeitet linear, so daß eine einzige Eichung genügt. Nach 30-minütiger Anwärmzeit bleibt das Anzeigeeinstrument stabil (1). Allerdings ist bei dieser Methode der Minutenvolumenbestimmung die Arterienpunktion *conditio sine qua non*.

Wir gingen folgendermaßen vor:

Nach Punktion der arteria femoralis saugt eine Pumpe mit konstantem Fluß 20 ml pro Minute durch die Küvetteneinheit. Injektion und Registrierung erfolgte wie oben beschrieben. Als Farbstoff wurde, da die Messung im Infrarotbereich vorgenommen wird, Cardiogreen verwendet.

Mit Hilfe einer Eichkonzentration wurde die Primärkurve gleich als Konzentrationszeitkurve auf semilogarithmisches Papier umgezeichnet (Abb. 3) und daraus wie in II a angegeben die Fläche berechnet.

Cardiogreen wird nicht ans Plasma gebunden. Es ergibt sich zur Berechnung des Herzminutenvolumen die Formel $\frac{I \times 60}{\Sigma \text{ mg } \Delta t}$. Wegen der umfangreichen Versuchsanordnung konnten die sphygmographischen Methoden bei diesem Meßverfahren (II b) nicht streng simultan angewandt werden.



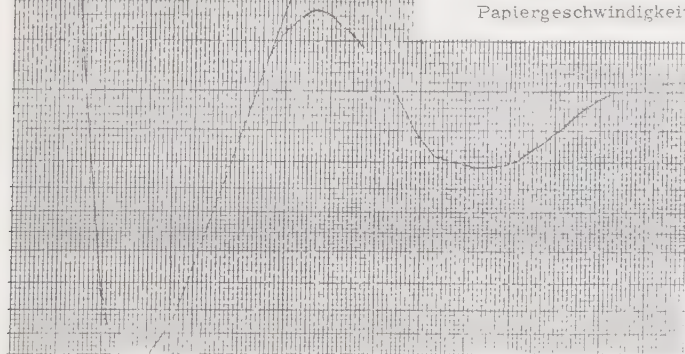
5 mm 1 x 1.0 sec

30

Abbildung 3

- a) Originalregistrierung einer Konzentrationszeitkurve
- b) Umzeichnung der Kurve auf semilogarithmisches Papier

Papiergeschwindigkeit 5 mm/sec.



Die statistischen Berechnungen wurden nach den gebräuchlichen Gesichtspunkten durchgeführt (Streubreite der Einzelwerte, Korrelationskoeffizienten, Regressionsgeraden) .

Ergebnisse:

I. Aus Tabelle I sind die Schlagvolumina, die Minutenvolumina und der sogenannte Cardiac-Index (Minutenvolumina pro Quadratmeter Körperoberfläche) berechnet nach den Methoden von WEZLER und BÖGER, BRÖMSER und RANKE und nach der ohroxymetrischen Farbstoffmethode (HEGGLIN) ersichtlich. Wir unterteilen in (I a) herzkrank und (I b) herzgesunde Personen.

Tabelle I a

	Wezler-Böger			Brömser-Ranke			Hegglin		
	Vs	Vm	Vm/m ²	Vs	Vm	Vm/m ²	Vs	Vm	Vm/m ²
T. J.	26	1,7	0,9	69	4,5	2,2	170	11,2	5,5
F. U.	35	2,3	1,4	63	4,2	2,5	163	10,9	6,3
G. A.	41	3,2	2,2	66	5,3	3,5	81	6,9	4,7
B. M.	36	2,3	1,4	84	5,4	3,4	39	2,5	1,6
H. E.	14	1,0	0,5	44	3,1	1,7	69	4,8	2,6
G. J.	38	2,8	1,6	72	5,2	3,0	55	4,0	2,3
H. M.	16	1,2	0,9	31	2,4	1,8	33	2,6	1,9
K. Ch.	28	2,2	1,6	70	5,6	4,0	44	3,5	2,5
R. H.	60	3,9	2,3	83	5,0	2,9	88	5,8	3,4
T. H.	44	2,5	1,6	115	6,5	4,1	75	4,2	2,6
W. R.	15	1,6	1,1	32	3,4	2,3	28	3,0	2,0
M. J.	47	3,4	1,7	47	3,4	1,7	34	2,5	1,3
B. R.	55	4,8	2,4	76	6,5	3,2	111	9,6	4,8
K. A.	36	2,8	1,2	89	7,1	3,1	140	11,7	5,0
M. A.	45	3,0	1,7	98	6,5	3,7	115	7,7	4,4
Ch. A.	36	3,4	2,2	49	4,9	3,1	74	6,1	4,4
D. W.	48	4,4	2,3	81	7,5	4,0	88	8,1	4,2
P. G.	93	5,5	3,3	80	4,8	2,9	143	8,7	5,0
F. B.	33	2,3	1,5	98	6,8	4,4	52	7,4	4,8
H. B.	62	6,6	2,5	73	6,9	4,7	90	8,5	5,8
K. W.	46	3,7	2,4	73	6,0	4,0	78	6,4	4,2
S. B.	49	2,6	1,3	92	4,9	2,4	222	11,0	5,0
M. F.	59	5,9	3,2	51	5,1	2,7	92	9,2	5,0

Tabelle I a

	Wezler-Böger			Brömser-Ranke			Hegglin		
	Vs	Vm	Vm/m ²	Vs	Vm	Vm/m ²	Vs	Vm	Vm/m ²
B. H.	50	3,9	1,9	126	9,9	4,8	57	4,4	2,1
R. K.	51	3,6	2,0	108	7,6	4,2	78	5,5	3,1
M. A.	23	1,9	1,2	94	8,1	4,9	103	9,8	6,0
B. R.	55	3,9	2,1	85	6,0	3,2	175	12,4	6,7
G. K.	43	3,5	2,3	87	7,0	4,6	127	10,4	6,9
K. L.	41	2,6	1,5	93	5,9	3,4	172	11,0	6,4
L. R.	57	4,4	2,2	83	6,4	3,2	188	14,5	7,2
T. D.	55	5,3	2,9	96	9,3	5,1	134	12,8	6,6
B. F.	39	4,2	2,3	112	13,4	7,5	132	14,5	8,1
M. G.	51	4,7	2,6	81	7,5	4,1	109	10,1	5,6

Tabelle I b

B. S.	39	2,8	1,4	67	5,1	2,6	95	7,0	3,6
W. K.	38	2,8	1,6	133	9,6	5,6	105	7,8	4,4
V. M.	38	3,3	1,7	83	7,3	3,7	114	10,0	5,0
M. S.	52	3,9	2,1	112	8,5	4,5	126	9,6	5,1
Sch. R.	55	3,7	2,0	90	6,1	1,9	195	13,1	7,1
B. M.	56	3,3	1,6	80	4,7	2,4	54	9,1	4,6
H. G.	40	3,0	1,4	55	4,0	2,2	165	12,4	5,8
W. A.	41	2,9	1,5	71	5,0	2,6	186	13,1	6,8
R. H.	44	3,7	2,0	54	4,6	2,5	193	16,9	9,1
O. G.	56	3,7	1,9	92	6,0	3,2	117	7,7	4,0
H. K.	45	4,5	3,0	85	8,5	1,5	65	6,5	4,4
B. M.	60	4,1	1,9	72	4,9	2,3	125	8,5	4,0
H. J.	47	3,7	2,1	95	7,4	4,2	176	13,3	7,6

Wir ermittelten bei der Gruppe der Patienten einen Durchschnitt von 3,71 l/min nach WEZLER - BÖGER, 6,1 l/min nach BRÖMSER - RANKE, 7,3 l/min nach HEGGLIN.

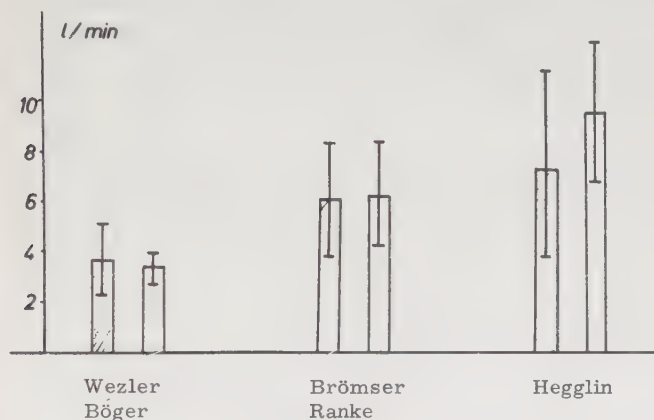


Abbildung 4

Mittelwerte der Herzminutenvolumen bei Herzkranken (schraffiert) und bei Herzgesunden. Mit eingezeichnet ist die Streubreite der Einzelwerte.



Abbildung 5

Streubreite der Einzelwerte in Prozent.

Die mittlere Streuung ergab 1,4 l/min entsprechend 36% nach WEZLER - BÖGER, 3,3 l/min entsprechend 38% nach BRÖMSER - RANKE und 3,9 l/min entsprechend 49% nach HEGGLIN (Abb. 5).

Das Verhalten des Kollektivs der Herzgesunden ist ähnlich: Durchschnittliches Volumen beträgt nach WEZLER - BÖGER 3,4 l/min, BRÖMSER - RANKE 6,2 l/min nach der ohroxymetrischen Methode 9,6 l/min. Die durchschnittliche Abweichung liegt bei den Herzgesunden 17% für die Methode nach WEZLER-BÖGER, beziehungsweise je 30% für die beiden anderen Methoden (Abb. 4 und 5).

Bei den Patienten liegt der Mittelwert der Messungen nach der Farbstoffmethode um 3,6 l/min höher als nach WEZLER - BÖGER und um 1,2 l/min höher als nach BRÖMSER - RANKE, entsprechend 97% bzw. 16,5%. Bei den gesunden Studenten differieren die korrespondierenden Werte um 6,2 l/min und 3,4 l/min entsprechend 160% bzw. 21%.

In Abbildung 7 a und b ist das korrelative Verhalten der verschiedenen Methoden bei den Patienten (a) und bei den Studenten (b) dargestellt.

Der Korrelationsfaktor beträgt für die Kranken 0,1, für die Gesunden 0,03. Es besteht also kein statistisch faßbarer Zusammenhang.

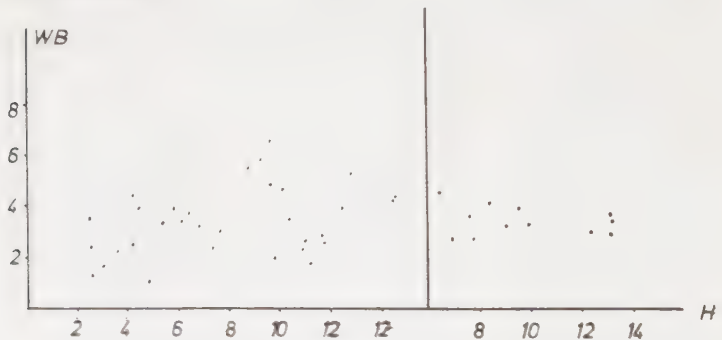


Abbildung 7

Korrelation der Einzelwerte nach WEZLER - BÖGER in der Ordinate und HEGGLIN in der Abszisse.

- a) Herzkrankte
- b) Herzgesunde

Die korrelativen Verhältnisse wie sie für die Methoden nach HEGGLIN und BRÖMSER - RANKE gefunden wurden gibt die Abbildung 8 a und b wider.

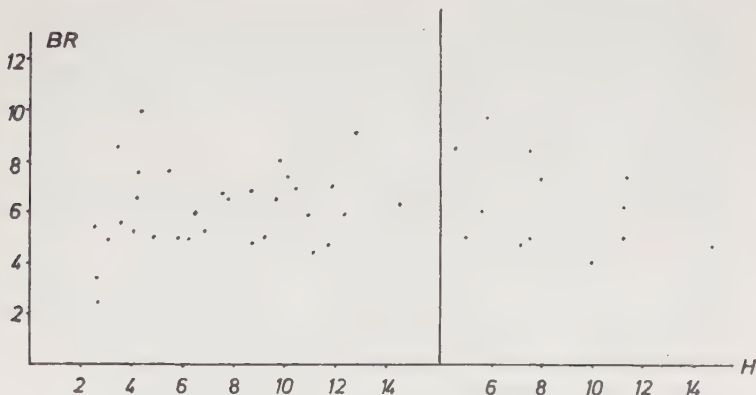


Abbildung 8

Korrelation der Einzelwerte nach BRÖMSER - RANKE in der Ordinate und nach HEGGLIN in der Abszisse.

a) Herzkranke

b) Herzgesunde

Für die Kranken beträgt der Korrelationsfaktor 0,15 und für die Gesunden 0,72 .

Aus den Regressionslinien in Abb. 9 kann man ersehen, daß der mittlere Unterschied der WEZLER - BÖGER'SCHEN Methode zur HEGGLIN Methode mit größer werdenden Herzminutenvolumina kleiner wird. Allerdings weicht die Gruppe der Herzgesunden erheblich vom Kollektiv der Kranken ab. Ist die Bestimmung der Volumina der Gesunden 4 l/min nach der HEGGLIN Methode noch durchschnittlich um 6,5 l/min höher, so würden beide Methoden im Bereich von 12 l/min in etwa die selben Ergebnisse erbringen. Am Krankengut ist der gemessene Unterschied im niedrigen Bereich zwar kleiner, fällt aber auch weniger steil ab, d. h. daß der Unterschied im selben Bereich (4 l/min) etwa 4,5 l/min beträgt, im Bereich um 12 l/min aber immer noch bei 3,6 l/min liegt.

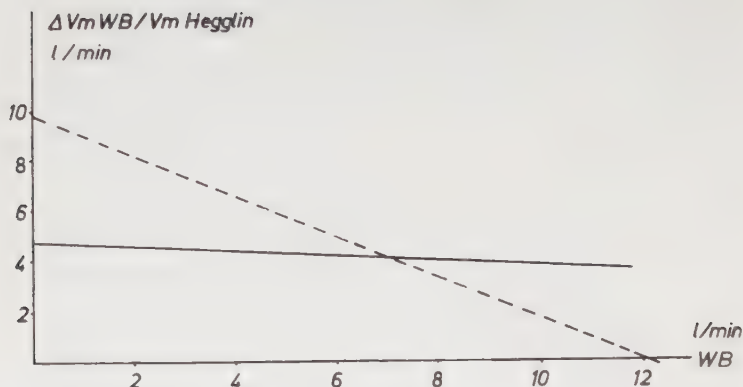


Abbildung 9

Regressionsgerade der Methode nach
WEZLER - BÖGER zu HEGGLIN.

Ordinate: Unterschied des Herzminutenvolumens
nach WEZLER - BÖGER zu HEGGLIN, Abszisse
WEZLER - BÖGER in l/min-

—— = Herzkrankte
----- = Herzgesunde

Ähnlich sehen wir beim Vergleich der BRÖMSER - RANKE'schen Methode mit der Ohr-Oxymeter-Methode, daß nach der Regressionsgerade die Herzgesunden wieder im Bereich von 4 l/min im Mittel um ca. 6 l/min höher bestimmt werden, mit steigendem Volumen nach BRÖMSER - RANKE der Unterschied geringer wird um bei ca. 11 l/min noch eine Differenz von ca. 2 l/min aufzuweisen.

Beim Patientenkollektiv liegt der mittlere Unterschied im niedrigen Bereich 2 l/min, sinkt aber im höheren Bereich auf 1,5 l/min.

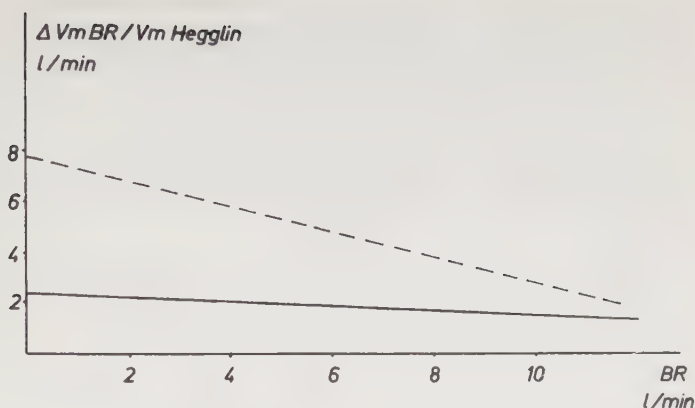


Abbildung 10

Regressionsgerade der Methode nach
BRÖMSER - RANKE zu HEGGLIN.

Ordinate: Unterschied des Herzminutenvolumens
nach BRÖMSER - RANKE zu HEGGLIN.

Abszisse BRÖMSER - RANKE in l/min.

—— = Herzkranke
----- = Herzgesunde

II. Die Einzelwerte der Bestimmungsmethoden nach WEZLER und BÖGER, BRÖMSER und RANKE sowie der blutigen Farbstoffmethode nach HAMILTON sind aus Tabelle II ersichtlich. Im Durchschnitt liegen die Werte nach WEZLER - BÖGER bei 4,2 l/min. Die Streuung bei 1,1 l/min entsprechend 26%.

Tabelle II

	Wezler-Böger			Brömsler-Ranke			Hamilton		
	Vs	Vm	Vm/m ²	Vs	Vm	Vm/m ²	Vs	Vm	Vm/m ²
B. U.	53	3,9	2,5	43	3,2	2,0	63	4,7	2,9
S. M.	44	3,1	1,9	71	5,0	2,6	61	4,3	2,6
K. M.	38	2,5	1,5	76	6,5	3,8	77	5,1	3,0
P. J.	48	4,1	2,0	84	7,1	3,5	75	6,4	3,1
K. M.	110	6,5	3,8	123	7,3	4,1	130	7,7	4,5
B. R.	61	5,4	2,7	82	7,2	3,6	91	8,0	4,0
S. G.	62	3,6	2,1	54	9,3	5,4	49	8,5	5,0
O. A.	38	4,0	2,0	104	10,5	5,3	114	11,5	6,2
D. J.	41	4,6	3,0	110	12,2	8,1	104	11,6	7,5
K. J.	43	3,2	1,8	110	8,3	4,6	55	4,1	2,3
W. F.	21	1,9	0,9	197	18,0	9,0	100	9,1	4,6

Die nach BRÖMSER und RANKE errechneten Werte liegen im Mittel bei 7,6 l/min. Die durchschnittliche Streuung beträgt mit 2,6 l/min 34%. Damit nahezu identisch sind die mit dem Nycotron - Densitometer gewonnenen Ergebnisse: Mittelwert 7,5 l/min, mittlere Streuung 2,6 l/min, entsprechend 36% (Abb. 11 und 12).

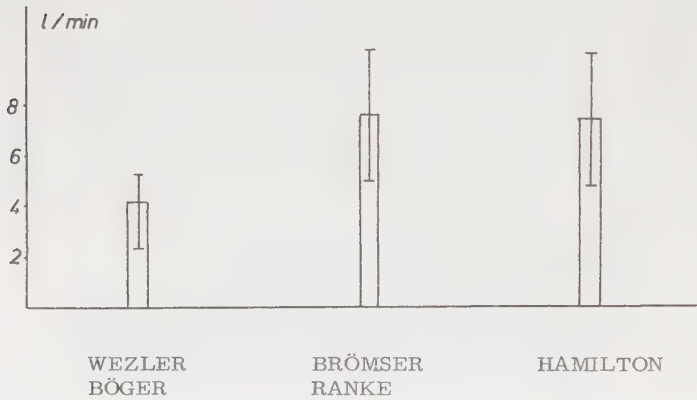


Abbildung 11

Mittelwert und Streuung der Einzelwerte



Abbildung 12

Streuung der Einzelwerte in Prozent.

In Abbildung 13 und 14 sind die Ergebnisse nach WEZLER-BÖGER bzw. BRÖMSER - RANKE zu HAMILTON graphisch dargestellt. Die entsprechenden Korrelationskoeffizienten betragen 0,07 und 0,93. Es ist jedoch zu berücksichtigen, daß wir die beiden letzten Einzelbefunde unberücksichtigt ließen. Wir werden in der Diskussion noch darauf zurückkommen.

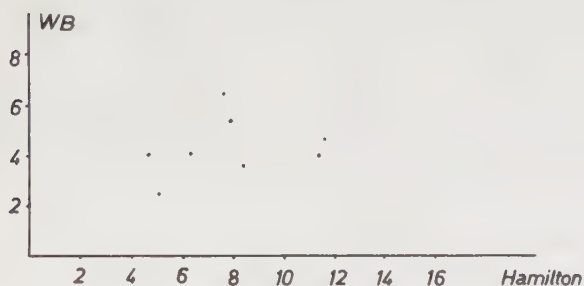


Abbildung 13

Korrelatives Verhalten der Einzelwerte
nach WEZLER - BÖGER zu HAMILTON.

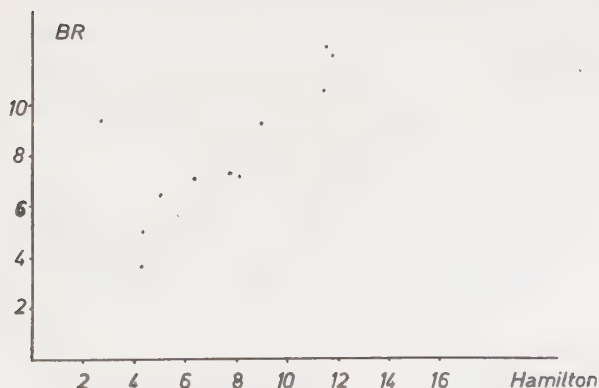


Abbildung 14

Korrelatives Verhalten der Einzelwerte
nach BRÖMSER - RANKE zu HAMILTON.

Die Regressionsgerade aus den Ergebnissen nach WEZLER und BÖGER und HAMILTON verläuft in einem Abstand von 3,4 l/min praktisch parallel zur Abszisse (Abb. 15).

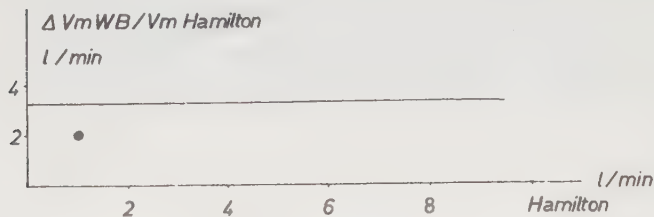


Abbildung 15

Regressionsgerade der Methode nach WEZLER-BÖGER zu HAMILTON. Ordinate: Unterschied des Herzminutenvolumens nach WEZLER - BÖGER zu HAMILTON, Abszisse HAMILTON in l/min.

Daraus ergibt sich, daß nach HAMILTONS Methode in allen Bereichen das Herzminutenvolumen um 3,4 l/min höher berechnet wird als nach der Formel von WEZLER und BÖGER.

Die Regressionsgerade aus BRÖMSER - RANKE zu HAMILTON weicht im niedrigen Bereich nur wenig von der Nulllinie nach oben ab, um diese im Bereich von 9 l/min zu schneiden (Abb. 16).

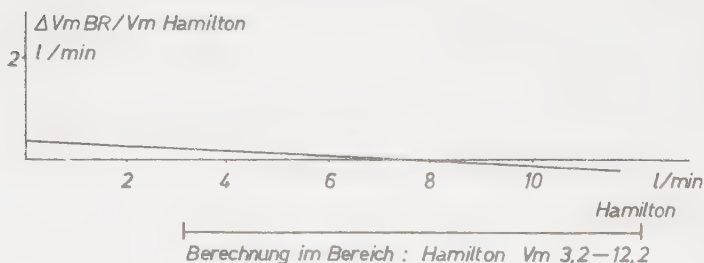


Abbildung 16

Regressionsgerade der Methode nach BRÖMSER - RANKE ZU HAMILTON. Ordinate: Unterschied des Herzminutenvolumens nach BRÖMSER - RANKE zu HAMILTON, Abszisse HAMILTON in l/min.

Daraus ergibt sich, daß die BRÖMSER und RANKE'sche Formel bei Herzminutenvolumina, die etwas über dem gefundenen Durchschnitt liegen, praktisch identische Werte liefert.

Tabelle III

		Hegglin	Hamilton
Wezler	Kranke	0,1	0,07
Böger	Gesunde	0,03	
Brömser	Kranke	0,15	0,93
Ranke	Gesunde	- 0,72	

Zusammenstellung der Korrelationsfaktoren

Diskussion:

Die Messungen nach WEZLER und BÖGER erreichen mit 3,7 l/min und 4,2 l/min einen deutlich geringeren Durchschnitt als die nach HEGGLIN und HAMILTON. Auch ein Vergleich mit den in der Literatur (2, 17, 18, 21, 29, 30, 32, 33, 40, 43) gefundenen Werten ergibt dieselbe Tendenz (Tabelle IV).

Die Korrelationskoeffizienten, die mit 0,1 zwischen WEZLER und BÖGER und HEGGLIN bei Herzkranken, mit 0,03 bei Herzgesunden und 0,07 zwischen WEZLER und BÖGER und HAMILTON gefunden wurden, lassen keine Beziehung zwischen der WEZLER - BÖGER'schen Methode und den Farbstoffverdünnungsmethoden erkennen.

Als sehr problematisch erwies sich das Ausmessen der arteriellen Grundschwingungsdauer (T_{fem}). Da wir versuchten, bei möglichst allen Untersuchungen das T femorale auszumessen, waren grobe Fehler nicht zu vermeiden (36, 45). Die Ergebnisse spiegeln daher nicht die Gültigkeit der mathematisch gut fundierten (42) WEZLER - BÖGER'schen Methode per se wieder, sondern zeigen lediglich die Problematik der Anwendbarkeit auf ein unausgewähltes Kollektiv von Patienten. Als Routineuntersuchung sind daher dieser Methode enge Grenzen gesetzt (36).

Die nach der Methode von BRÖMSER und RANKE sowie mit den Farbstoffmethoden nach HEGGLIN und HAMILTON ermittelten Werte liegen im Gesamtdurchschnitt mit 6,3, 7,9 und 7,5 l/min durchaus im Bereich der in der Literatur angegebenen Werte (Tabelle IV). Allerdings weist die Ohr-Oxymeter-Methode mit 14,4 l/min eine sehr hohe Spannweite auf, zu der sich in der Literatur keine Parallele finden ließ.

Auch die mittlere Streuung von maximal 49% erscheint uns im Vergleich mit der Streuung der anderen Methoden (WEZLER und BÖGER 17, 36 und 26%, BRÖMSER und RANKE 38, 30 und 34%, HAMILTON 36%) zu hoch.

Tabelle IV

HMV Bestimmungen anderer Autoren

Autor	Bereich	Mittelwert	Methode
Bing u. Mitarbeiter		5,2	Katheter (2)
Judson u. Mitarbeiter		7,9	Katheter (17)
Kaufmann u. Hegglin	4,5 - 9,1	6,8	Farbstoff halbblutig (18)
Noder u. Thürmann	4,4 - 9,5	6,65	Farbstoff halbblutig (29)
Nowy u. Mitarbeiter	5,15 - 9,78		Farbstoff blutig (30)
Rossier u. Bühlmann	4,0 - 6,0		Katheter (32)
Salonikides		8,2	Farbstoff blutig (33)
Weinberg	5,07 - 11,7		Isotopen (40)
Werkö		6,47	Katheter (43)
Klein, Mostbeck u. Siedeck	1,46 - 8,67	4,55	Brömser-Ranke (21)
Klein, Mostbeck u. Siedeck	4,2 - 12,4	8,29	Isotopen (21)
Unsere Werte	1,0 - 6,5	3,7	Wezler - Böger
	3,1 - 13,4	6,3	Brömser - Ranke
	2,5 - 16,9	7,9	Farbstoff halbblutig
	4,9 - 11,6	7,5	Farbstoff blutig

Mit einem Koeffizienten von $-0,72$ fanden wir die Beziehung von BRÖMSER und RANKE zu HEGGLIN sogar negativ korrelant, während das Bild bei den Herzkranken dem Verhältnis zwischen WEZLER und BÖGER und HEGGLIN entspricht.

Um einen genaueren Einblick zu gewinnen haben wir das Kollektiv der Patienten nach hämodynamischen Gesichtspunkten in Gruppen mit zu erwartendem niedrigem (a), normalem (b) und hohem Minutenvolumen eingeteilt (c). Es ergab sich folgendes Bild:

Während die Varianz der BRÖMSER und RANKE'schen Methode in Gruppe a und b etwa gleich groß ist und erst in Gruppe c - wie zu erwarten - am größten wird, sind die Verhältnisse nach der Ohr-Oxymeter-Methode genau umgekehrt (Abb. 17).

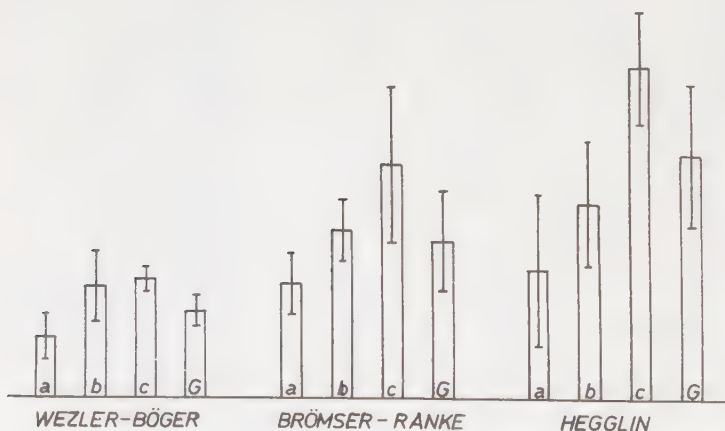


Abbildung 17

Synoptisches Verhalten, der nach klinischen Gesichtspunkten geordneten Herzminutenvolumina mit Streubreite der Einzelwerte. Zu erwartendes a) kleines, b) mittleres, c) hohes Herzminutenvolumen. G) Kollektiv der Gesunden.

Es war uns also mit der ohroxymetrischen Bestimmung des Herzminutenvolumens nicht einmal möglich, eine Tendenz für das Herzminutenvolumen herauszufinden, die den hämodynamischen Verhältnissen gerecht werden.

Dies kann folgende Ursachen haben:

Das Absorptionsspektrum von Evans-Blau liegt im Bereich des Oxyhämoglobins. D. h., daß echte Sättigungsänderungen also auch den Ablauf der Konzentrationskurve verändern können (18). Ferner führt eine mangelnde Linearität zu Ungenauigkeiten bei der Auswertung. Als besonders wichtige Störfaktoren gelten aber auch kleinste Bewegungen, die unter Umständen zu größeren Auslenkungen der Basislinie führen können. Eine andere Fehlermöglichkeit ist der Hämatokrit. Nach NODER und THÜRMANN (29) ist die Voraussetzung, daß der Hämatokrit am Ort der Messung durch einen konstanten Faktor dem in der Aorta angepaßt werden kann, unerfüllbar. Darüberhinaus wurden von DOW (9) die negativen Einflüsse langer Kreislaufzeiten für die Rekonstruierbarkeit der Primärkurve beschrieben.

Nach NODER und THÜRMANN sind Fehlermöglichkeiten in der Eichung zu berücksichtigen. Je mehr Zeit eine Einzelmessung in Anspruch nimmt, desto größer können die Störfaktoren werden, wie z. B. Netzschwankungen, wechselnde Schichtdicke und Durchblutungsschwankungen des Ohres.

Nach gleichmäßiger Verteilung des Farbstoffes in der Blutbahn resultiert naturgemäß eine sehr niedrige Konzentration. Das Auflösungsvermögen der Ohreinheit gegenüber geringen Konzentrationen ist zweifellos zu klein. Zudem können durch Trübung oder Hämolyse bei der photometrischen Bestimmung größere Fehler entstehen.

Im Gegensatz zur WEZLER - BÖGER'schen Methode, die wie oben beschrieben zur HAMILTON Methode wenig korrelant ist, bestätigt die BRÖMSER - RANKE'sche Methode mit einer durchschnittlichen Abweichung von 0,1 l/min entsprechend 1,3% die Befunde, die nach der HAMILTON Methode genommen wurden. Der Korrelationskoeffizient ist mit 0,93 sehr hoch.

Durch die direkte blutige Methode mit dem Nycotrom-Oxymeter werden die oben genannten Fehler weitgehend vermieden. Die durch Evans-Blau bedingten Schwierigkeiten werden durch Cardio-Green in zwei Punkten umgangen. Einerseits liegt das Absorptionsspektrum von Cardio-Green im Infrarotbereich. Interferenzen mit Oxyhämoglobin können also nicht auftreten. Andererseits wird Cardio-Green nicht ans Plasma gebunden. Somit lassen sich auch die durch den Hämatokrit bedingten Fehlermöglichkeiten ausschalten.

Die eigentliche Messung mit der blutigen Methode dauert nur wenige Sekunden, im Gegensatz dazu die Messung mit dem Ohr-Oxymeter (bis zur gleichmäßigen Verteilung des Farbstoffes im Körper) mindestens drei Minuten. Die genannten zeitlichen Einflüsse können also viel länger einwirken. Mit der direkten Eichung kann man die Höhe des Eicausschlages wählen. Bei einer Eichkonzentration, die etwa der Kurvenhöhe entspricht, werden die Ablesefehler minimal. Außerdem entfällt die problematische Eichung am Photometer. Für die BRÖMSER - RANKE'sche Formel nehmen wir die in der Literatur angegebene und im Vergleich mit der FICK'schen Methode empirisch gefundene Fehlerbreite von maximal 15 - 20% an (2, 7, 8, 10, 13, 27, 34, 35, 36, 41, 46).

Die Erhöhung des Mittelwertes der BRÖMSER - RANKE'schen Ergebnisse um 1,4 l/min von 6,2 l/min in Methodik I auf 7,6 l/min in Methodik II dürfte durch die eingreifenden Manipulationen am Patienten bedingt sein. (10, 27, 34).

So war ein 17-jähriger Patient bei der Arterienpunktion so erregt, daß er einem hysterischen Anfall sehr nahe war.

Von einem Ruhewert des Herzminutenvolumens kann also nicht mehr gesprochen werden. Die beste Übereinstimmung finden wir zwischen der kreislaufanalytischen Methode nach BRÖMSER und RANKE und der blutigen Farbstoffmethode nach HAMILTON. Fehlermöglichkeiten, die sich bei Farbstoffverdünnungsmethoden durch Klappeninsuffizienzen (15), Restblutmenge und sogenanntes

zentrales Blutvolumen (15, 28) ergeben, dürften in annähernd der selben Größenordnung liegen, wie die Fehlermöglichkeiten der BRÖMSER - RANKE'schen Methode.

Bei der Prüfung der Korrelation zwischen der Methode nach HAMILTON und der Methode nach BRÖMSER und RANKE fielen zwei Einzelbefunde eindeutig aus dem Feld der übrigen Befunde, für die wir einen Korrelationskoeffizienten von 0,93 nachweisen konnten. Es handelt sich bei diesen Einzelbefunden um Volumina, die wir bei einem Patienten mit Aorteninsuffizienz und bei einem Patienten mit einer Hypertonie gewannen. Die physikalische Methode erfaßt aber das Schlagvolumen aus Parametern, die aus der Dynamik des Herzens und der Aorta errechnet werden. Folglich erfassen wir damit die Menge Blut, die pro Herzaktion in die Aorta ascendens gepumpt wird, nicht aber das Volumen, das in der Diastole wieder zurückfließt. Die Dilutionsmethode mißt die in der Peripherie ankommende Blutmenge direkt. Die Differenz wäre also ein Maß für das sogenannte Pendelblut beziehungsweise den Wirkungsgrad des Herzens. Ähnlich könnte man sich die Verhältnisse beim Hochdruck vorstellen. Auch hier finden wir eine Differenz zwischen der nach kreislaufdynamischen Werten berechneten, und der tatsächlich in der Peripherie ankommenden Blutmenge. Auch in diesem Fall könnte man in der Differenz einen umgekehrten Wert zur hämodynamischen Ökonomie des Herzens sehen. Eine andere Erklärung wäre, daß die Blutdruckamplitude Δp in die Formel nach BRÖMSER und RANKE nicht linear sondern logarithmisch eingeht, hohe Blutdruckamplituden somit weniger stark Einfluß auf das Ergebnis des Schlagvolumens nehmen.

Die Methode nach BRÖMSER und RANKE bietet uns bei hinreichender Genauigkeit der Meßergebnisse die Vorteile einer wenig aufwendigen Methode, die im Gegensatz zu Farbstoffverdünnungsmethoden beliebig oft wiederholt und auch schwerkranken Patienten zugemutet werden kann.

Zusammenfassung

Bei 44 herzkranken Patienten und 13 Studenten wurde das Herzminutenvolumen mit den physikalischen Methoden nach WEZLER und BÖGER, sowie nach BRÖMSER und RANKE und nach der ohroxymetrischen Farbstoffmethode gleichzeitig bestimmt.

Es konnte dabei festgestellt werden:

1. Die nach der Methode von BRÖMSER und RANKE ermittelten Werte für das Herzzeitvolumen bei Normalpersonen stimmen mit den Angaben in der Literatur überein, alle anderen Methoden zeigten erhebliche Diskrepanzen.
2. In die Gruppierung der Herzminutenvolumen nach hämodynamischen Gesichtspunkten lassen sich nur die nach der Methode nach BRÖMSER und RANKE ermittelten Werte einordnen.
3. Eine statistisch faßbare Korrelanz zwischen den Ergebnissen der verschiedenen Meßprinzipien besteht nicht.

An 11 Patienten verglichen wir das Herzminutenvolumen nach den oben genannten physikalischen Methoden mit den Ergebnissen nach HAMILTON. Wir benutzten dazu erstmals in Deutschland das neuentwickelte Nycotron-Densitometer (Oslo-Bergen).

Hier zeigte sich:

1. Die BRÖMSER - RANKE'sche Methode ergibt sich bei der Prüfung der gegenseitigen Abhängigkeit mit der Dilutionsmethode auch an unausgewählten Probanden hoch korrelant.
2. Die Methode nach WEZLER und BÖGER stimmte mit beiden Farbstoffverdünnungsmethoden nicht überein.

Die Messung des Minutenvolumens nach BRÖMSER und RANKE erwies sich in ihrer Genauigkeit und Anwendbarkeit für die Klinik am geeignetsten.

- 13) Gadermann, E. : Z. Kreislaufforschg. 39,
489 (1950)

- 14) Hamilton, W.F., Riley,
R.L., Attyah, A.M.,
Cournand, A., Fowell, D.M.
Himmelstein, A., Noble,
R.P., Remington, J.W.
Richards, D.W., Wheeler,
N.C., u. Witham, A.C. : Amer. J. Physiol. 153,
309 (1948)

- 15) Hetzel, P.S., Swan, H.J.,
u. Wood, E.H. : J. appl. Physiol. 760 (1954)

- 16) Holdack, K. : Dtsch. Arch. klin. Med. 198,
71 (1951)

- 17) Judson, W.E., Hatcher,
J.D., Halperin, H.,
Hollander, W., u. Friedmann
J.H. : J. klin. invest. 34, 614 (1955)

- 18) Kaufmann, G. u. Hegglin, R. : Cardiologia 28, 207 (1956)

- 19) Kaufmann, G., Rutishauser,
R., Lüthy, E., Hegglin, R.
u. Hegglin, M. : 2. Freiburger Kolloquium
für Kreislaufmessungen
(München-Gräfelfing 1959)

- 20) Kinsmann, J.M., Moore,
J.W. u. Hamilton, W.F. : Amer. J. Physiol. 89, 322
(1929)

- 21) Klein, K., Mostbeck, K.A.
u. Siedeck, H. : Wiener klin. Wochenschrift
51, 922 - 926 (1962)

- 22) Korner, P. u. Shillingford,
J. P. : Clin. Sci. 14, 552 (1955)
Clin. Sci. 15, 417 (1956)

- 23) Lilijestrand, G. u.
Zander, E. : Z. exper. Med. 59, 105
(1928)

- 24) Linke, H. : 1. Freiburger Kolloquium
für Kreislaufmessungen
(München-Gräfelfing 1959)

- 25) Lochner, W. u.
Dal Ri, H. : Pflüg. Arch. 252, 281 (1950)

- 26) Meiners, S. : 1. Freiburger Kolloquium
für Kreislaufmessungen
(München-Gräfelfing 1959)
- 27) Nakamura, K., Kavanamit,
Inagaki u. Shiina : Jap. J. int. Med. 43, 843
(1955)
- 28) Newman, E.V., Morrell, M.,
Genecin, A., Mange, C.,
Milnor, W.R., u. Mc
Keever, W.P. : Circulation 4, 735 (1951)
- 29) Noder, W., u. Thürmann, D. : Z. Kreislaufforschg. 51,
94 - 104 (1962)
- 30) Nowy, H., Kokodse, K.,
u. Zöllner, M. : Z. Kreislaufforschg. 46,
382 - 393 (1957)
- 31) Rein, H., Schneider, M. : Lehrbuch der Physiologie
Springer Verlag (1964)
- 32) Rossier, P.H., Bühlmann,
A., u. Wiesinger, K.: Physiologie u. Pathophysiologie der Atmung (Heidelberg 1958)
- 33) Salonikides, N. : Ann. Soc. sc. med. natur
(Bruxelles)
- 34) Siedeck, H., Wenger, R.
u. Wick, E. : Z. Kreislaufforschg. 40,
648 (1951)
- 35) Siedeck, H., u. Riedel : Z. klin. Med. 135, 88 (1938)
Z. klin. Med. 137, 170 (1939)
- 36) Spitzbarth, H. : 3. Freiburger Kolloquium
für Kreislaufmessungen
(München-Gräfelfing 1962)
- 37) Steim, H., Emmerich, J.,
Gebhardt, W. u. Rein-
dell, H. : 3. Freiburger Kolloquium
für Kreislaufmessungen
(München-Gräfelfing 1962)
- 38) Stewart, G.N. : J. of Physiol. 22, 159 (1897)

Lebenslauf

Am 23. Oktober 1942 wurde ich als Sohn des Volksschullehrers Josef Weigl und seiner Ehefrau Elisabeth, geb.

Daffner in Sünching/Bayern geboren.

Nach fünfjährigem Besuch der Volksschule in Hagelstadt besuchte ich ab Herbst 1954 das Humanistische Gymnasium der Benediktiner in Metten, an welchem ich 1963 das Abitur bestand.

Ab November 1963 studierte ich in Erlangen Medizin. Nach zwei Semestern bestand ich das Vorphysikum, nach weiteren drei das Physikum. Die klinischen Studien begann ich je ein Semester an der Medizinischen Akademie in Lübeck und der Universität Innsbruck. Seit dem Sommersemester 1967 bin ich wieder an der Universität Erlangen-Nürnberg immatrikuliert.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990
